

СТРУКТУРА И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ КАНАЛА РАСПРОСТРАНЕНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Кипенский А. В.¹, Хоменко Е. В.², Литвиненко С. В.³, Романов О. И.³, Безгинова О. Н.²

¹Национальный технический университет «ХПИ»,
61002, Харьков, ул. Кирпичева, 2, тел.: (057)70-76-481, e-mail: kavkpi@ukr.net,

²ООО «ЭЛКОМЕД», 61054, г. Харьков, ул. Ак. Павлова, 271,

³Фирма «РАДМИР» ДП АО НИИРИ, 61054, г. Харьков, ул. Ак. Павлова, 271

The mathematical model of the X-ray-opto-electronic channel is proposed, which reflects the physical processes of the image signals' formation and recording and makes it possible to determine the energy characteristics of the X-ray system, such as the signal-to-noise ratio at the output of the position sensitive detector and its quantum efficiency at a given exposure dose and quality characteristics individual elements. The technique was developed with using the mathematical model of the channel for analyzing the energy characteristics of a detector based on charge-coupled devices when visualizing the inhomogeneity of a given X-ray contrast.

Основными требованиями, которые предъявляются сегодня к цифровым скрининговым рентгенографическим системам (РГС), являются высокая диагностическая ценность получаемых изображений и минимальная дозовая нагрузка на пациента. Для обеспечения этих требований в современных РГС используют фоточувствительные приборы с зарядовой связью (ПЗС). При этом структура сквозного рентгено-опто-электронного канала распространения и регистрации сигналов изображения может быть представлена в виде структурной схемы, приведенной на рис. 1.

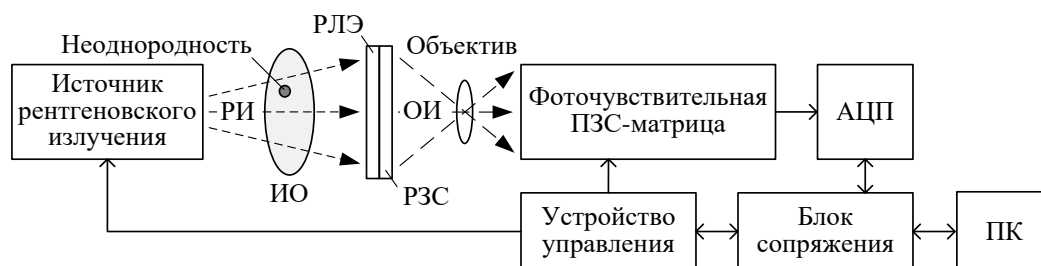


Рис. 1. Структурная схема рентгено-опто-электронного канала РГС

При выполнении снимка рентгеновское излучение (РИ), пройдя через исследуемый объект (ИО), поступает на рентгено-люминесцентный экран (РЛЭ), где преобразуется в видимое изображение. РЛЭ отделен от объектива рентгенозащитным стеклом (РЗС). С помощью объектива оптическое излучение (ОИ) теневого изображения ИО фокусируется на фоточувствительную поверхность ПЗС-матрицы, в элементах которой свет преобразуется в зарядовые пакеты. Величина накопленного заряда пропорциональна освещенности элемента. Потенциальный рельеф, несущий информацию о теновом рентгеновском изображении ИО, считывается из ПЗС-матрицы, преобразуется в цифровые сигналы с помощью АЦП и поступает в память блока сопряжения. Далее эта информация пересылается в системный блок персонального компьютера (ПК) и выводится на экран его монитора.

Цель работы состояла в разработке математической модели канала распространения и регистрации сигналов изображения для оценки качества работы РГС при различных вариантах построения позиционно-чувствительного детектора (ПЧД).

Для достижения указанной цели необходимо получить математическое выражение для отношения сигнал/шум квантов рентгеновского излучения на плоскости регистрации РЛЭ в случае исследования малоразмерной неоднородности, находящейся в фоновой среде – ИО и далее выражения для оценки отношения сигнал/шум электронов в

фоточувствительных элементах ПЗС-матрицы и квантовой эффективности ПЧД в целом. Кванты рентгеновского излучения будем полагать моноэнергетичными, а поток квантов, падающих на объект исследования – параллельным. Принятые допущения не окажут существенного влияния на погрешность получаемых оценок.

Интенсивности рентгеновского излучения после прохождения ИО I_1 и неоднородности I_2 , могут быть определены как [1, 2]:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu H} + I_s; \quad (1)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu(H-h)} e^{-\mu_d h} + I_s, \quad (2)$$

где: μ, μ_d – линейные коэффициенты ослабления ИО и неоднородности, соответственно; I_0, I_s – интенсивность первичного и рассеянного излучения, соответственно; H, h – толщина ИО и неоднородности, соответственно.

Выражение (1) имеет иную форму записи:

$$I_1 = \chi I_0 e^{-\mu H}, \quad (3)$$

где $\chi = 1 + I_s / I_0 e^{-\mu H}$ – фактор накопления, учитывающий влияние рассеянного излучения.

Контраст C интенсивности излучения на поверхности РЛЭ с учетом рассеянного излучения при этом составит [3]:

$$C = \Delta I / I_1 + (1 - e^{-\Delta \mu h}) / \chi, \quad (4)$$

где $\Delta I = I_1 - I_2$ – разность интенсивностей излучения, прошедшего объект и неоднородность; $\Delta \mu = \mu_d - \mu$ – разность линейных коэффициентов ослабления объекта и неоднородности.

Поскольку падающий поток квантов РИ подчиняется статистике Пуассона, то отношение сигнал/шум q_0 на поверхности РЛЭ можно описать выражением [4]:

$$q_0 = C \left(\frac{At}{E_\gamma} I_1 \right)^{1/2} = \left(\frac{1 - e^{-\Delta \mu h}}{\chi} \right) \left(\frac{A I_0 t}{\chi E_\gamma} e^{-\mu H} \right)^{1/2}, \quad (5)$$

где t – длительность экспозиции; A – площадь объекта; E_γ – эффективная энергия квантов рентгеновского излучения; $I_1 A t / E_\gamma$ – среднее количество квантов рентгеновского излучения, прошедших через ИО.

Ввиду малости величины $\Delta \mu h$ и выполнения соотношения $1 - e^{-\Delta \mu h} \cong \Delta \mu h$, выражение (5) можно переписать в виде, удобном для практических расчетов:

$$q_0 = \frac{\Delta \mu h}{\chi} \left(\frac{A}{\chi} F_0 e^{-\mu H} \right)^{1/2}, \quad (6)$$

где $F_0 = I_0 t / E_\gamma$ – флюенс квантов рентгеновского излучения, падающего на объект наблюдения. С учетом (3) выражение (6) приведем к виду

$$q_0^2 = C^2 \frac{A}{\chi} F_0 e^{-\mu H} \quad (7)$$

и получим формулу, описывающую флюенс квантов рентгеновского излучения, с использованием требуемого отношения сигнал/шум и контраста:

$$F_0 = \frac{q_0^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu H}. \quad (8)$$

Поверхностную экспозиционную дозу на плоскости регистрации РЛЭ за ИО при этом можно определить по формуле [5]:

$$D = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{tk} E_{\gamma} \frac{q_0^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu H}, \quad (9)$$

где $(\mu/\rho)_{en}^{tk}$ – массовый коэффициент ослабления квантов рентгеновского излучения в биологической ткани объекта.

Выражение (9) может быть использовано для определения потенциальных характеристик РГС, т.е. определения значения сигнал/шум без учета потерь в элементах канала приема сигналов. Рассмотрим отношение сигнал/шум для фотонов на поверхности фоточувствительного элемента ПЗС-матрицы. При использовании нормального закона распределения световых фотонов на поверхности фоточувствительных элементов ПЗС-матрицы, математическое ожидание M_{ϕ} и дисперсия σ_{ϕ}^2 фотонов описываются выражениями:

$$M_{\phi} = N_A b k \beta; \quad (10)$$

$$\sigma_{\phi}^2 = (1 + k \beta) M_{\phi}, \quad (11)$$

где: N_A – среднее количество квантов рентгеновского излучения, прошедших через объект площадью A за временной интервал t ; b – коэффициент, определяемый отношением поглощаемой РЛЭ мощности рентгеновского излучения к падающей мощности; k – коэффициент, определяемый отношением эффективной энергии квантов рентгеновского излучения к эффективной энергии световых фотонов; β – параметр, определяемый выбранными геометрическими размерами и физическими характеристиками элементов РЛЭ, ПЗС-матрицы и параметрами объектива.

Выражение для вычисления параметра β , входящего в (10) и (11) имеет вид:

$$\beta = \frac{\pi}{4} \frac{\alpha_{\phi}}{\alpha_D} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{возд} G_b b \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_{\phi}}{A} l_1^{-1} l_2^{-1}, \quad (12)$$

где α_{ϕ}, α_D – коэффициенты, обеспечивающие связь между яркостью РЛЭ и энергетической яркостью и между экспозиционной и поглощенной дозой; $(\mu/\rho)_{en}^{возд}$ – массовый коэффициент ослабления квантов рентгеновского излучения в воздухе [6]; G_b – конверсионный фактор РЛЭ; $d_{об}$, f – диаметр зрачка и фокусное расстояние объектива, соответственно; A_{ϕ} – площадь фоточувствительного элемента ПЗС-матрицы; A – площадь объекта (элемента плоскости регистрации РЛЭ), проецируемого на фоточувствительный

элемент ПЗС-матрицы; l_1, l_2 – коэффициенты прозрачности РЗС и объектива, соответственно.

Учитывая выражения (5), (10) и (11), запишем отношение сигнал/шум для световых фотонов на элементе ПЗС-матрицы:

$$q = C \left(\frac{k\beta b}{(1+k\beta)} N_A \right)^{1/2}. \quad (13)$$

Выразив из (3) среднее количество квантов рентгеновского излучения и разделив на A , получим флюенс квантов рентгеновского излучения с учетом обеспечения требуемого отношения сигнал/шум и контраста на элементе ПЗС-матрицы:

$$F_0^* = \frac{q^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu_H} \frac{(1+k\beta)}{bk\beta}. \quad (14)$$

Сравнивая выражение (14) с выражением (8), видим, что для обеспечения на элементе ПЗС-матрицы той же величины отношения сигнал/шум $q = q_0$ и при том же контрасте C , что и на РЛЭ, необходимо увеличить входной флюенс, а значит и входную дозу в $(1+k\beta)/bk\beta$ раз. Тогда выражение (9) для поверхностной экспозиционной дозы D^* на поверхности РЛЭ за ОИ при рассмотрении сквозного канала распространения сигнала от источника рентгеновского излучения до элементов ПЗС-матрицы с учетом (14) примет вид:

$$D^* = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{TK} E_\gamma \frac{q^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu_H} \frac{(1+k\beta)}{bk\beta}. \quad (15)$$

При отсутствии рассеянного излучения доза D_1^* на поверхности РЛЭ составит:

$$D_1^* = \frac{4}{\pi} \frac{q^2 (1+k\beta) E_\phi}{C^2 \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 A_\phi}, \quad (16)$$

то есть выражение (16) предполагает расчет дозы при размещении плоского тест-объекта, обладающего рентгеновским контрастом, непосредственно на входной плоскости РЛЭ. Из выражения (16) можно определить среднее значение количества фотонов M_ϕ , которые поступают на элемент ПЗС-матрицы:

$$M_\phi = \frac{\pi}{4} D_1^* \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_\phi}{E_\phi}. \quad (17)$$

Учитывая квантовый выход электронов Q_e для ПЗС-матрицы, получим выражение для среднего количества электронов M_e , сгенерированных в пикселе ПЗС-матрицы:

$$M_e = \frac{\pi}{4} Q_e D_1^* \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_\phi}{E_\phi}. \quad (18)$$

Отношение сигнал/шум для накопленных электронов в элементе ПЗС-матрицы, определенное по выражению (13), при этом примет вид:

$$q = C \sqrt{\frac{M_e}{Q_e (1 + k\beta)}} . \quad (19)$$

С учетом влияния внутренних шумов отношение сигнал/шум для накопленных электронов в элементе ПЗС-матрицы может быть определено по выражению:

$$q^* = \frac{CM_e}{\sqrt{\left(\frac{CM_e}{q}\right)^2 + Q_{\text{темн}}^2 + Q_{\text{счит}}^2}} , \quad (20)$$

где $Q_{\text{темн}}, Q_{\text{счит}}$ – количество шумовых электронов, образованных за счет темнового тока и добавленных при считывании, соответственно (значение этих величин приводят в паспортных данных на матрицы).

Важнейшим параметром, характеризующим качество ПЧД, является его квантовая эффективность, то есть способность детектора преобразовывать рентгеновские кванты в информативный сигнал. Актуальность этого параметра для детекторов медицинского назначения объясняется, прежде всего, тем, что он определяет минимальную дозу излучения, необходимую для получения снимков заданной диагностической ценности [5, 7]. Численно квантовая эффективность регистрации $K_{\text{э}}$ равна:

$$K_{\text{э}} = \frac{q_{\text{вых}}^2}{q_{\text{вх}}^2} 100\% , \quad (21)$$

где $q_{\text{вых(вх)}}$ – отношение сигнал/шум на выходе (входе) ПЧД.

Для идеального приемника, преобразующего все рентгеновские кванты в полезный сигнал, $K_{\text{э}} = 100\%$. В нашем случае, как это отмечалось при анализе выражения (14), квантовую эффективность регистрации без учета внутренних шумов ПЗС-матрицы можно вычислить по выражению:

$$K_{\text{э}} = \left(\frac{bk\beta}{1 + k\beta} \right)^2 100\% . \quad (22)$$

Разработанная математическая модель позволяет определить основные энергетические характеристики создаваемой на основе ПЗС-матриц РГС: отношение сигнал/шум на выходе ПЧД при заданной экспозиционной дозе и его квантовую эффективность. Для сравнения качества ПЧД, построенных с использованием ПЗС различных типов, необходимо при обеспечении одинаковых граничных условий (пространственной разрешающей способности и режимов просвечивания рентгеноконтрастного объекта одинаковой плотности) определить на выходе ПЧД отношение сигнал/шум (при заданной экспозиционной дозе) или дозу, необходимую для достижения заданного отношения сигнал/шум, и величину квантовой эффективности ПЧД для каждого варианта реализации. Эти физические величины можно принять за достаточные при сравнительном анализе эффективности ПЧД, построенных с использованием элементов (РЛЭ, ПЗС, объективов) различных типов.

С использованием разработанной математической модели канала, отражающей физические процессы формирования и регистрации сигналов изображения, была разработана методика анализа энергетических характеристик ПЧД на основе ПЗС при визуализации неоднородности заданного рентгеновского контраста. Эта методика состоит в выполнении следующих этапов задания граничных условий и определения характеристик:

- задаются граничные условия функционирования ПЧД в РГС;
- фиксируются технические характеристики выбранных элементов структуры ПЧД;
- выбирается тип ПЗС-матрицы с необходимым количеством элементов (формат) и фиксируются его паспортные данные;
- согласно выражениям (12), (18), (19) вычисляются параметры β , M_e , q , то есть определяется величина отношения сигнал/шум для электронов в элементах ПЗС-матрицы при фиксированных экспозиционных дозах во входной плоскости регистрации без учета внутренних шумов ПЗС-матрицы;
- по выражению (20) определяется отношение сигнал/шум q^* для электронов в элементах ПЗС-матрицы с учетом внутренних шумов при фиксированных дозах во входной плоскости регистрации;
- по выражению (21) определяется квантовая эффективность ПЧД $K_{\text{э}}^*$.

В заключение следует отметить, что разработанная математическая модель рентгено-опто-электронного канала, которая отражает физические процессы формирования и регистрации сигналов изображения, позволяет определять основные энергетические характеристики рентгенографической системы: отношение сигнал/шум на выходе позиционно-чувствительного детектора и его квантовую эффективность при заданных экспозиционной дозе и характеристиках качества отдельных элементов.

Проведенные исследования показали, что наиболее эффективным вариантом построения ПЧД с пространственным разрешением 4 пары линий/мм, являются 4 (2×2) ПЗС-матрицы. Повышение контрастной чувствительности детектора, возможно за счет дополнительной цифровой обработки сигналов изображений.

Литература:

1. Аккерман А.Ф. Моделирование траекторий заряженных частиц в веществе. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 200 с.
2. Блохин К.А. Физика рентгеновских лучей. – М.: Госиздат технико-теор. литературы, 1953. – 455 с.
3. Брегадзе Ю.И., Степанов В.К., Ярына Э.К. Прикладная метрология ионизирующих излучений. – М.: Энергоатомиздат, 1990. – 154 с.
4. Сторм Э., Исраэль Х. Сечение взаимодействия гамма-излучения. Справочник.: Пер. с англ. – М.: Атомиздат, 1973. – 256 с.
5. Гурвич А.М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. – М.: Энергоатомиздат, 1989. – 169 с.
6. Васильев К.К., Крашенинников В.Р. Методы фильтрации многомерных случайных полей. – Саратов: СГУ, 1990. – 128 с.
7. Рентгеновские диагностические аппараты: В 2 т. / Под ред. Блинова Н.Н., Леонова Б.И. – М.: ВНИИМТ, НПО «Экран», 2001. – Т.1. – 220 с.
8. Бутслов М.М., Степанов Б.М., Фанченко С.Д. Электронно-оптические преобразователи и их применение в научных исследованиях. – М.: Наука, 1978. – 431 с.